

# MONITOR OSPEDALIERI

## Monitor

---



---

I monitor ospedalieri si usano nei reparti di terapia intensiva per monitorare i parametri vitali di un paziente.

In particolare viene monitorata l'attività cardiaca, quella respiratoria, la pressione arteriosa, la percentuale di emoglobina legata nel sangue.

I relativi strumenti sono: elettrocardiografi, impedenziometri, sfigmomanometri elettronici e pulsossimetri.

Preliminarmente saranno descritti gli elettrodi che si utilizzano per gli elettrocardiografi e per gli impedenziometri

---

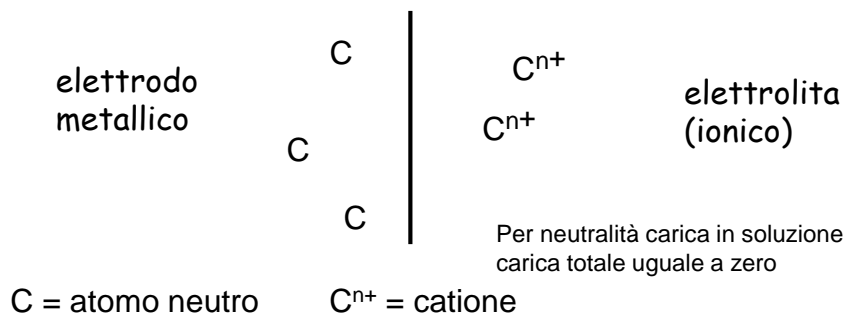
# *ELETTRODI PER Elettrocardiografi e Impedenziometri*

## **Gli Elettrodi**

---

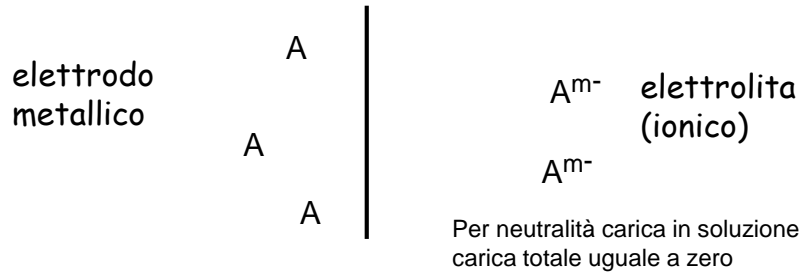
**Gli elettrodi** sono dei trasduttori che convertono la corrente elettronica che scorre in un filo conduttore in una corrente ionica nel tessuto (elettrolita).

Supponiamo di immergere un elettrodo metallico (esempio di argento) in un elettrolita contenente cationi del metallo



## Gli Elettrodi

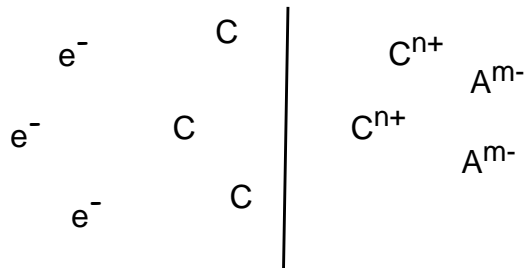
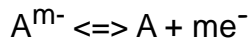
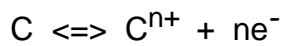
In questo caso supponiamo di immergere un elettrodo metallico in un elettrolita contenente Anioni del metallo



C = atomo neutro       $A^{m-}$  = anione

## Reazioni

Si instaurano le  
seguenti reazioni di  
ossidazione-riduzione

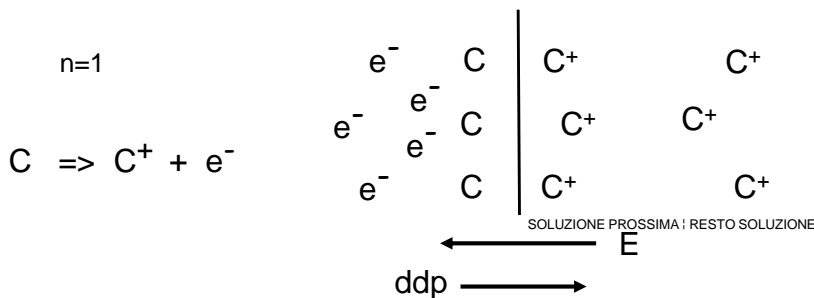


$e^{-}$  = elettroni, n = valenza di C , m = valenza di A

Nessun elettrone nell'elettrolita e nessun catione (anione) nel metallo

## Potenziale di contatto

Quando si inserisce l'elettrodo nella soluzione all'inizio predominano le reazioni di **ossidazione** perché  $[C] > [C^+]$ .



Si crea un campo elettrico 'E' che 'frena' la reazione fino a raggiungere un equilibrio elettrochimico. La ddp all'equilibrio è detta potenziale di contatto o di mezza cella (Half Cell Potential)

## Potenziali di contatto

I potenziali di contatto non si possono misurare direttamente.

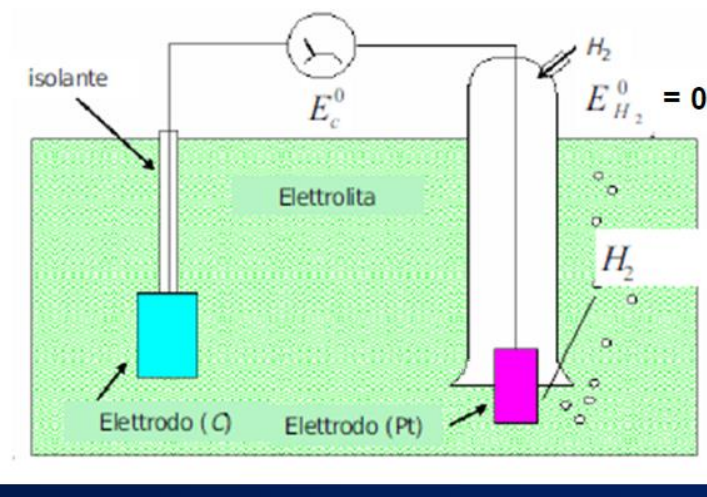
Per la lettura della ddp si deve inserire un secondo elettrodo nella soluzione che avrà un suo potenziale di contatto.

Per cui alla fine si misurerà la differenza tra il potenziale di contatto dei due elettrodi.

Per ovviare a questo inconveniente è stata adottata la convenzione di assegnare un potenziale di mezza cella pari a zero all'elettrodo di idrogeno

Il potenziale di mezza cella di tutti gli altri elettrodi è misurato utilizzando come secondo elettrodo quello di idrogeno

## Misura potenziale di mezza cella



**Table 5.1** Half-cell Potentials for Common Electrode Materials at 25 °C

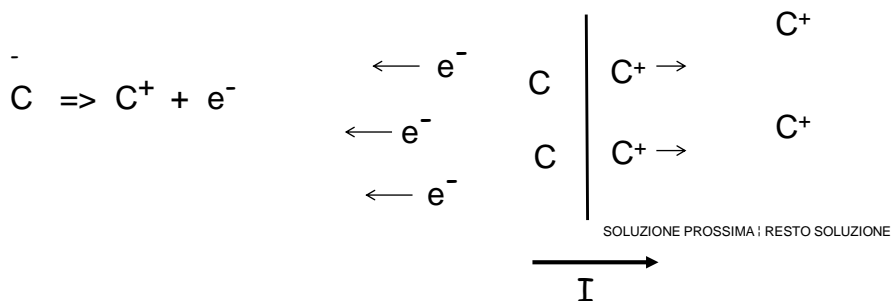
The metal undergoing the reaction shown has the sign and potential  $E^0$  when referenced to the hydrogen electrode

Metal and Reaction	Potential $E^0$ (V)
$Al \rightarrow Al^{3+} + 3e^-$	-1.706
$Zn \rightarrow Zn^{2+} + 2e^-$	-0.763
$Cr \rightarrow Cr^{3+} + 3e^-$	-0.744
$Fe \rightarrow Fe^{2+} + 2e^-$	-0.409
$Cd \rightarrow Cd^{2+} + 2e^-$	-0.401
$Ni \rightarrow Ni^{2+} + 2e^-$	-0.230
$Pb \rightarrow Pb^{2+} + 2e^-$	-0.126
$H_2 \rightarrow 2H^+ + 2e^-$	0.000 by definition
$Ag + Cl^- \rightarrow AgCl + e^-$	+0.223
$2Hg + 2Cl^- \rightarrow Hg_2Cl_2 + 2e^-$	+0.268
$Cu \rightarrow Cu^{2+} + 2e^-$	+0.340
$Cu \rightarrow Cu^+ + e^-$	+0.522
$Ag \rightarrow Ag^+ + e^-$	+0.799
$Au \rightarrow Au^{3+} + 3e^-$	+1.420
$Au \rightarrow Au^+ + e^-$	+1.680

SOURCE: Data from *Handbook of Chemistry and Physics*, 55th ed., Cleveland, OH: CRC Press, 1974-1975, with permission.

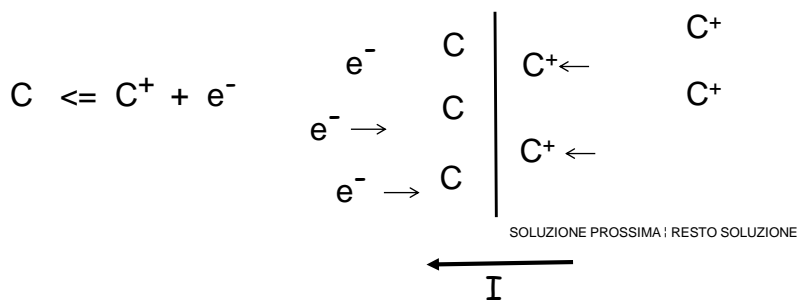
## Presenza di una corrente

Se il verso della corrente è da sinistra verso destra si allontana dalla giunzione  $C^+$  per cui riprendono le **ossidazioni**



## Presenza di una corrente

Se il verso della corrente è da destra verso sinistra si avvicinano alla giunzione  $C^+$  per cui si attivano le **riduzioni**



## Sovrapotenziale

Quando attraverso la giunzione scorre una corrente, al potenziale di contatto si somma un **sovra potenziale** dovuto a varie cause:

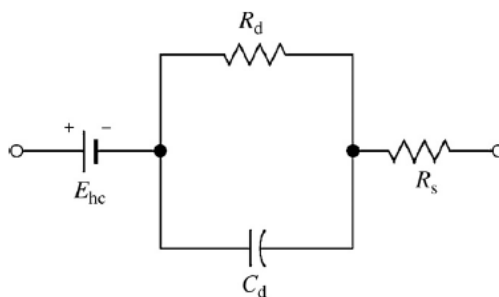
OHMICO: Resistenza elettrolita non lineare a basse concentrazioni ioniche

CONCENTRAZIONE: Cambiamenti nella concentrazione degli elettroliti vicini all'interfaccia

ATTIVAZIONE: Barriere di energia da superare da parte di atomi che diventano ioni (ossidazione) e da cationi che diventano atomi (riduzione) che possono essere diverse e variare al variare di  $I$

il potenziale totale risulta:  $V_T = E_{HC} + V_O + V_C + V_A$

## Circuito equivalente elettrodo elettrolita



$E_{hc}$  è il potenziale di mezza cella;  $R_D$  e  $C_D$  sono resistenza e capacità associate all'interfaccia mentre  $R_S$  è la resistenza dell'elettrolita.



## Tipi di Elettrodi

---

Gli elettrodi si dividono in POLARIZZABILI e NON POLARIZZABILI

POLARIZZABILI: Nessuna reazione di ossidoriduzione non può scorrere una corrente in continua. Negli elettrodi polarizzabili  $R_d = \infty$

ELETTRODI NON POLARIZZABILI: grazie alle reazioni di ossidoriduzione può scorrere una corrente in continua senza nessun sovra potenziale. Negli elettrodi non polarizzabili  $C_D = 0$

## Tipi di Elettrodi

---

Non esistono elettrodi completamente non polarizzabili o polarizzabili.

Elettrodi assimilabili a polarizzabili sono gli elettrodi realizzati con metalli nobili inerti che non si ossidano

Elettrodi assimilabili a non polarizzabili sono quelli di argento-cloruro di argento

## ELETTRODO Ag-AgCl

---

Gli elettrodi argento cloruro di argento possono essere facilmente fabbricati in laboratorio.

Si parte da un elettrodo di argento puro che viene immerso in una soluzione elettrolitica contenente ioni cloro ( $\text{Cl}^-$ ).

Nella soluzione si immerge un altro elettrodo inerte e si applica una ddp tra i due elettrodi con il potenziale positivo sull'elettrodo di argento.

In questo modo gli ioni cloro si legano all'argento e si forma uno strato di cloruro di argento AgCl sulla superficie dell'argento.

## ELETTRODO Ag-AgCl

---

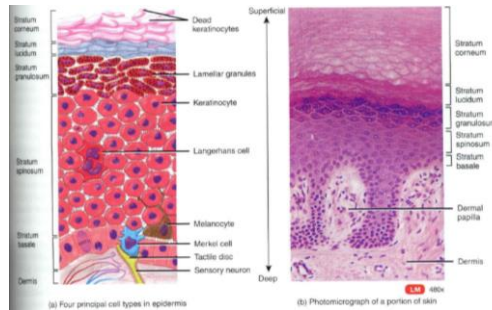
Facilmente fabbricabile

Basso rumore (5-10 $\mu\text{V}$ ) (il solo Ag ne avrebbe ~ 100 $\mu\text{V}$  !)

Bassi artefatti da movimento

Stabile: mantiene costante il potenziale di  $\frac{1}{2}$  cella (AgCl poco solubile in acqua)

# La pelle



**La pelle** consiste di vari strati di cui quello più importante, per le nostre applicazioni, è lo strato corneo che è composto da strati di cellule morte (strato cheratinoso) con uno spessore totale di circa 40  $\mu\text{m}$ .

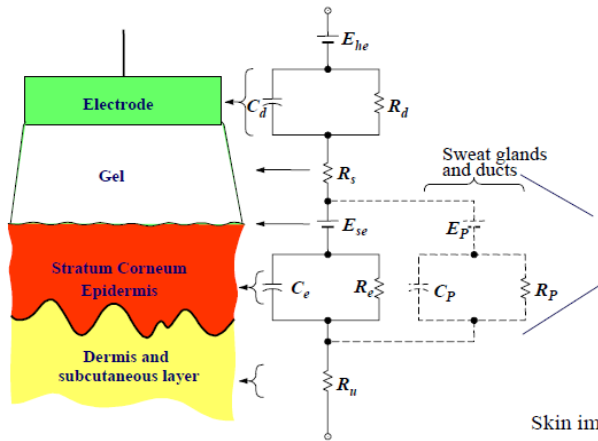
## Impedenza pelle

Misure di impedenza condotte su questo strato hanno evidenziato, per pelli non trattate, valori di impedenza per 1  $\text{cm}^2$  variabili tra 10 e 1000  $\text{k}\Omega$  a frequenze tra 1 e 10 Hz. Questi valori si riducono al crescere della frequenza arrivando ad 1  $\text{k}\Omega$  a 10 kHz e a 100  $\Omega$  ad 1 MHz.

L'impedenza della pelle varia anche molto in funzione dello stato della pelle stessa.

Ad esempio, se si applica sulla pelle un nastro adesivo e poi lo si rimuove, questa operazione riduce di circa il 50% l'impedenza della pelle.

## Modello elettrico

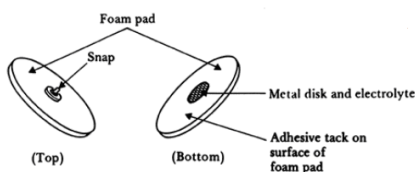


Skin impedance for 1cm<sup>2</sup> patch:  
 200k $\Omega$  @ 1Hz  
 200  $\Omega$  @ 1MHz

$E_{se}$  ed  $E_p$  sono potenziali di Nernst  
 $R_p$  e  $C_p$  modellano i dotti

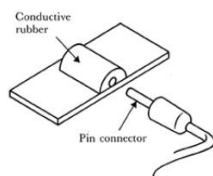
## Elettrodi per elettrocardiografi

Sono realizzati con dischetti di gomma (foam) con un bottone (snap) per collegarli alla circuiteria elettronica ed un adesivo per migliorare il contatto con la pelle. La parte centrale, metallica (rivestita di argento), di questo contatto è coperta con un gel contenente cloro.



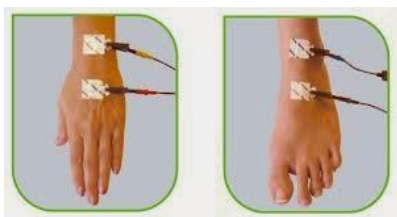
## Elettrodi per elettrostimolazione

Sono realizzati con una gomma di silicone caricata con carbonio (povere di grafite). Questi elettrodi (tipicamente utilizzati per elettrostimolazione) presentano anche un connettore per il collegamento, tramite pin, alla circuiteria elettronica. Caratteristiche importanti di questi elettrodi sono la possibilità di riutilizzo ed il fatto che non causano irritazioni alla pelle.



## Elettrodi per BIA

Sono realizzati con gel adesivi altamente conduttivi poggiati su di un supporto di alluminio



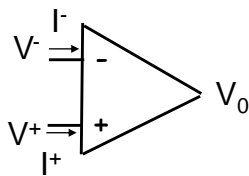
---

*Corso di Strumentazione e Tecniche per  
la Diagnostica*

---

# **ELETTROCARDIOGRAFO**

# Operazionali



$$R_{IN} = \infty$$

$$V_D = V^+ - V^-$$

$$R_0 = 0$$

$$V_0 = A V_D$$

$$A = \infty$$

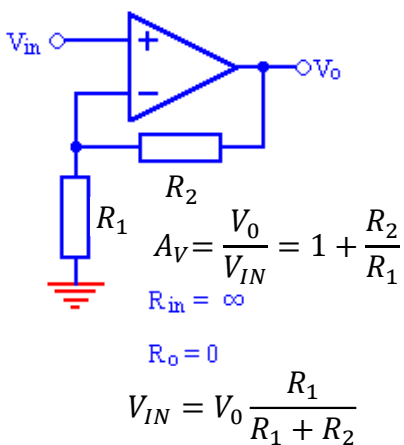
Per avere  $V_0 \neq \infty$  deve essere  $V_D = 0$  e quindi  $V^+ = V^-$

Essendo  $R_{IN} = \infty$  sarà  $I^+ = I^- = 0$

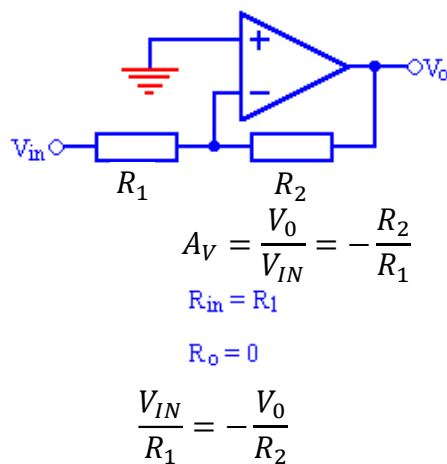
MASSA VIRTUALE

## Amplificatori operazionali: configurazione invertente e non invertente

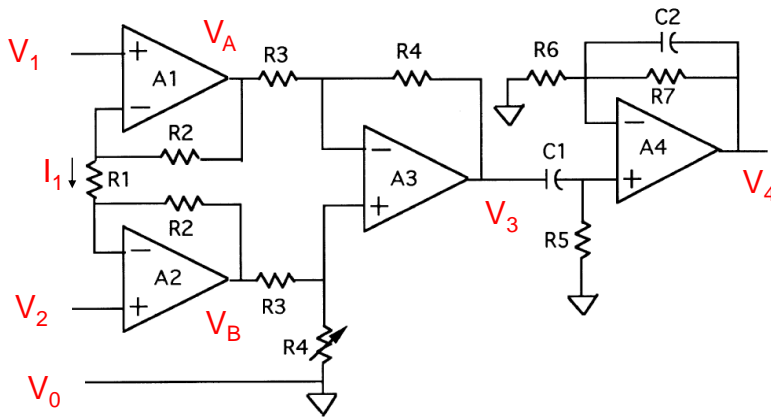
### NON INVERTENTE



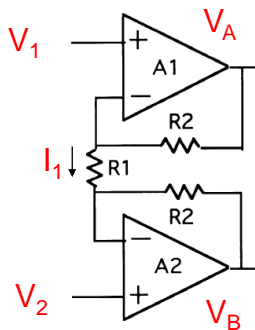
### INVERTENTE



## Instrumentation Amplifier Amplificatore da strumentazione



I primi due operazionali in ingresso (A1 e A2) operano da buffer mentre quello di uscita (A3) opera come amplificatore differenziale.



$$V_{IN} = V_1 - V_2$$

$$V_1 - V_{R1} - V_2 = 0$$

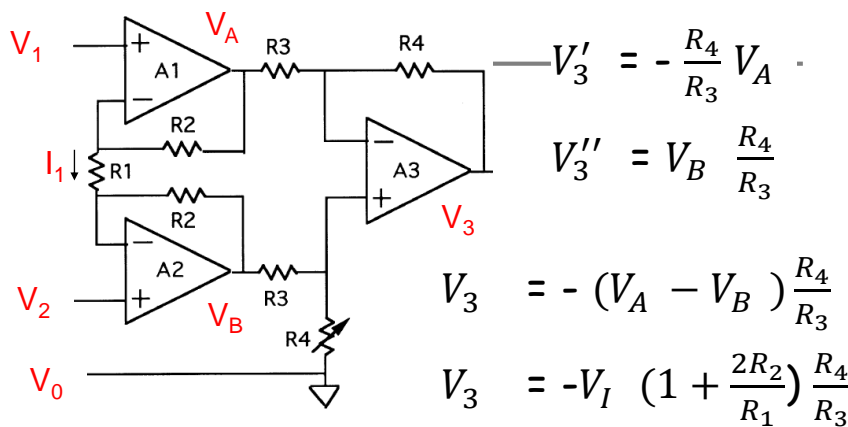
$$V_1 - V_2 = V_{R1} = R_1 I_1 = V_{IN}$$

$$I_1 = \frac{V_{IN}}{R_1}$$

$$V_D = (V_A - V_B) = \frac{V_{IN}}{R_1} (R_1 + 2R_2) = V_{IN} \left( 1 + \frac{2R_2}{R_1} \right)$$

$$V_C = \frac{V_1 + V_2}{2} = \frac{V_A + V_B}{2}$$



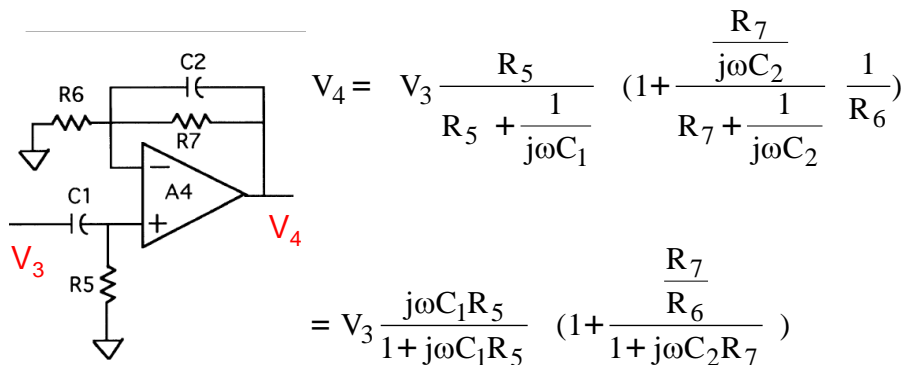


Per le non idealità c'è una dipendenza dal modo comune

$$V_3 = A_D V_{IN} + A_C V_C$$

$$CMRR = \frac{A_D}{A_C} \quad \text{Reiezione di modo comune}$$

## Filtri



ECG 0.05 – 150 Hz

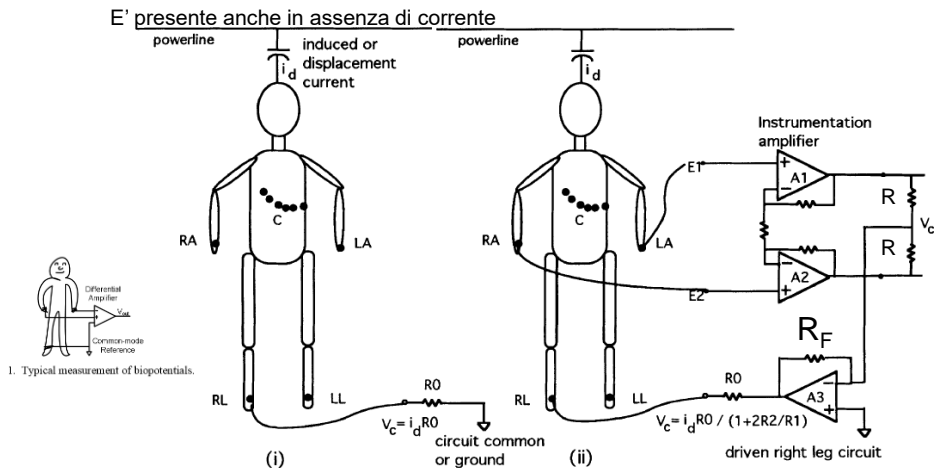
passa alto

$$f_t = \frac{1}{2\pi C_1 R_5}$$

passa basso

$$f_t = \frac{1}{2\pi C_2 R_7}$$

## Interferenze campo elettrico 50 Hz



$R_0$  = resistenza elettrodo pelle. Con  $I_D = 0.2 \mu A$  e  $R_0 = 50 k\Omega$   $V_C = 10 mV$  ma si ottengono anche valori maggiori se la rete elettrica è progettata male

## Driven Leg Circuit

### Circuito per il pilotaggio gamba destra

(si usa la destra perché la sinistra serve per le altre derivazioni)

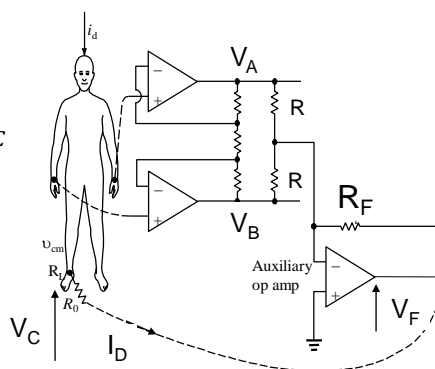
$$V_C = I_D R_0 + V_F$$

$$V_F = -\frac{R_F}{R} (V_A + V_B) = -\frac{R_F}{R} 2V_C$$

$$V_C = I_D R_0 - \frac{R_F}{R} 2V_C$$

$$V_C \left(1 + \frac{2R_F}{R}\right) = I_D R_0$$

$$V_C = \frac{I_D R_0}{\left(1 + \frac{2R_F}{R}\right)}$$



con  $R_F \gg R \rightarrow V_C \ll I_D R_0$

Si riduce l'effetto della caduta su  $R_0$

## Circuito con AD620

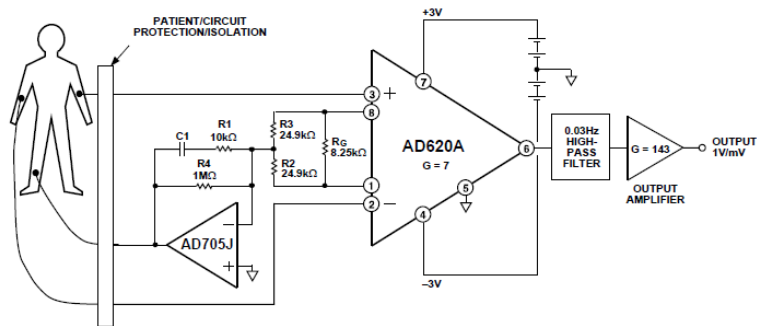
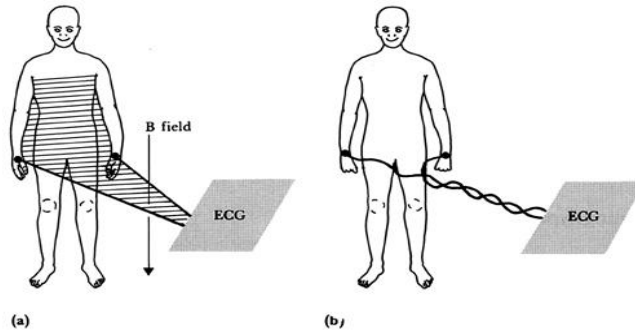


Figure 39. A Medical ECG Monitor Circuit

$$G = \frac{49.4}{R_G(k\Omega)} + 1$$

## Interferenze campo magnetico 50 Hz

In presenza di corrente

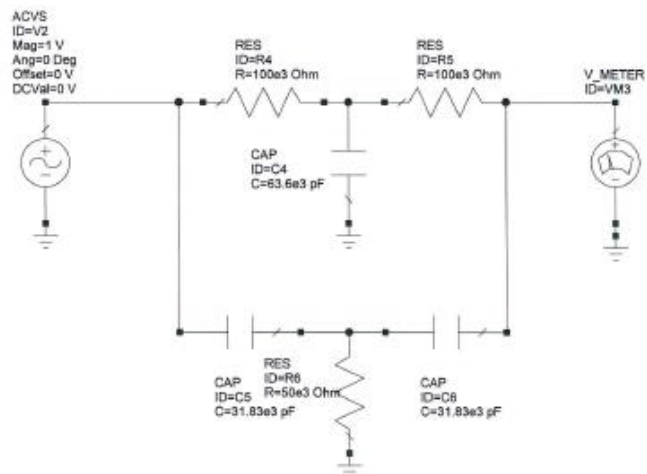
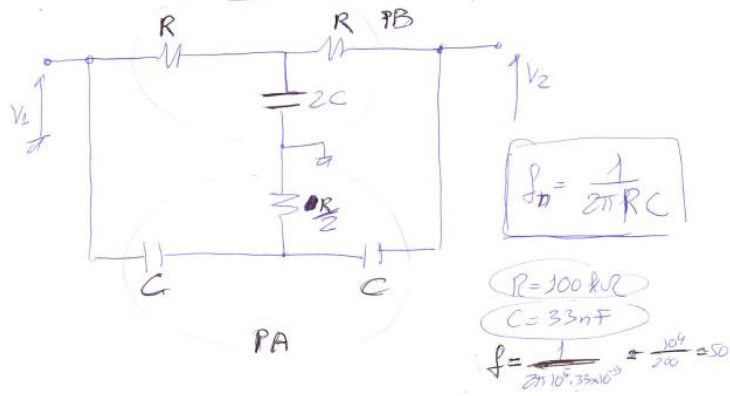


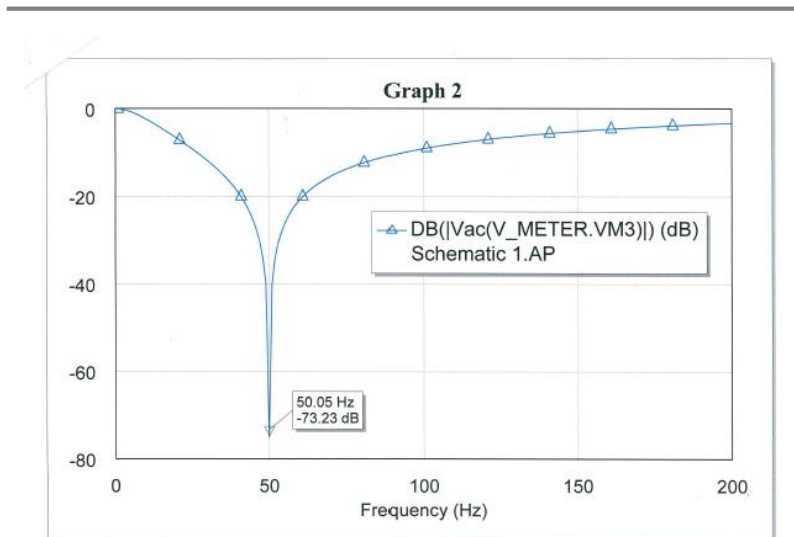
*Tensione indotta proporzionale all'intensità del campo magnetico e all'area della spira*

**Possibili soluzioni:**

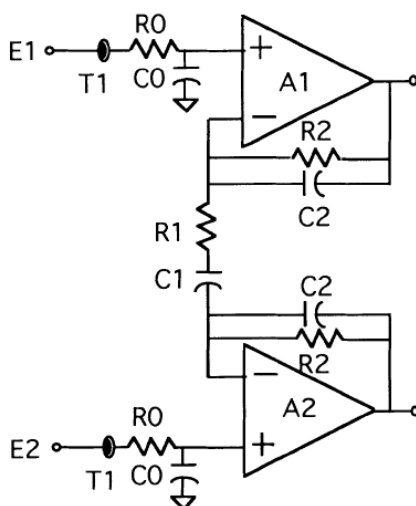
- ✓ riduzione del campo magnetico tramite l'uso di opportuni schermi
- ✓ allontanare i cavi e l'elettrocardiografo dalla sorgente di campo magnetico
- ✓ ridurre l'area effettiva della spira intrecciando i cavi

## Notch a 50 Hz





## Interferenze campo RF

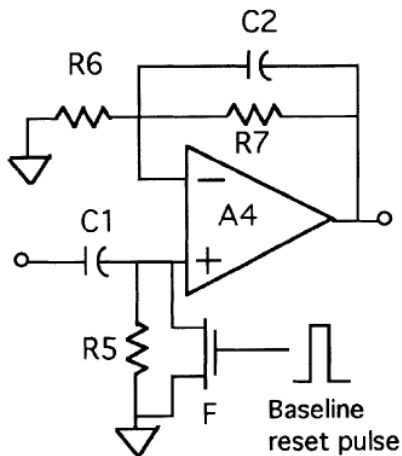


Per bloccare i disturbi a RF si Aggiungono induttanze in serie (T1). Tuttavia al crescere della frequenza le normali Induttanze cambiano il loro comportamento.

Si utilizzano pertanto degli anelli di ferrite posti intorno ai fili di ingresso che si comportano come induttanze con bassi Q (alte perdite a RF)

L'effetto di filtraggio della RF si può ottenere anche con il gruppo R0 C0 di figura

## Recupero isoelettrica



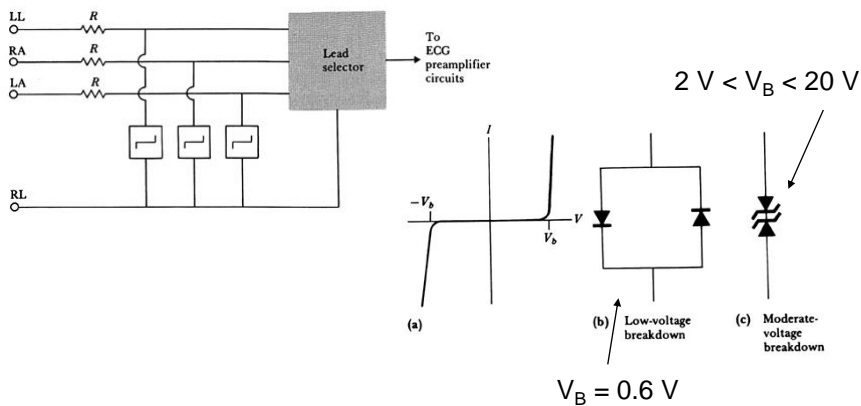
Un'altra sorgente di artefatti sono i potenziali che nascono all'interfaccia elettrodo pelle.

A causa di questi potenziali variabili si determina una deriva dell'isoelettrica che può portare in saturazione gli amplificatori.

Per eliminare il problema si induce la scarica del condensatore (C1) tramite il FET che viene portato in corto dall'impulso di reset.

## Circuiti di protezione

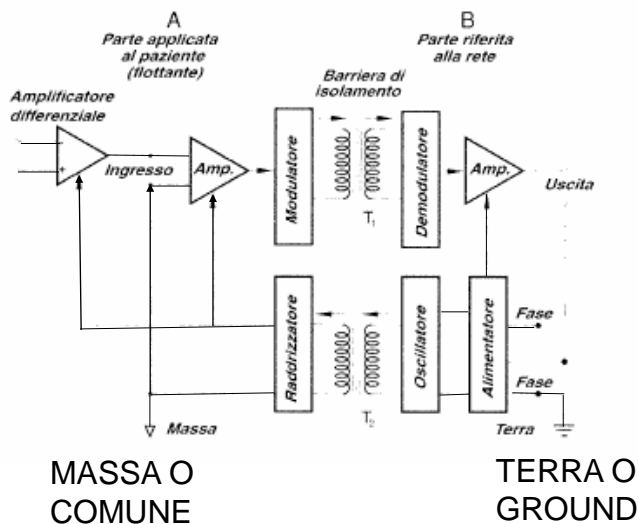
Servono per evitare che altri apparati connessi al paziente possano danneggiare l'amplificatore



## Isolamento elettrico

Serve per evitare il passaggio di correnti dallo strumento al paziente. Si può ottenere elettricamente con dei trasformatori o otticamente introducendo degli accoppiatori ottici.

## Trasformatori

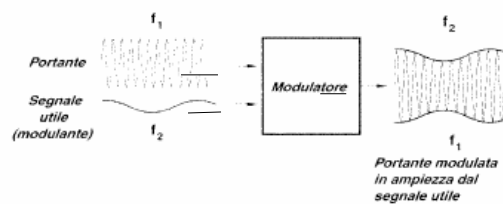


I trasformatori si utilizzano per trasferire il segnale dall'amplificatore da strumentazione collegato al paziente verso la parte di controllo e visualizzazione.

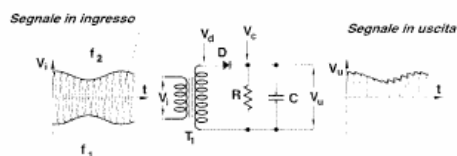
Una portante viene modulata in ampiezza dal segnale dell'ECG, passa attraverso il trasformatore e poi viene demodulata ad esempio tramite un rivelatore di cresta.

Analogamente il segnale di rete a 50 Hz passa attraverso il trasformatore e va ad alimentare i circuiti collegati al paziente.

Si noti la differenza fra massa e terra



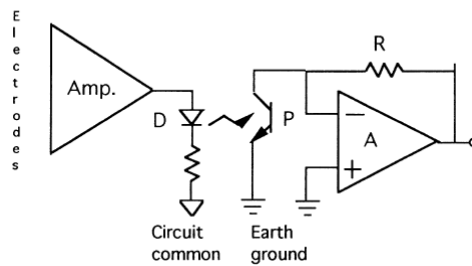
12a



13a



## Ottico



Il segnale è convertito in luce da un LED e trasmesso ad un fotodiodo (o fototransistor)

Il segnale ottico è modulato ad impulsi per ovviare alle non linearità del gruppo LED-fotodiodo



---

*Corso di Strumentazione e Tecniche per  
la Diagnostica*

---

## ***IMPEDENZIOMETRIA***

## Applicazioni

**Torace:** monitoraggio attività respiratoria e cardiaca anche continuativo

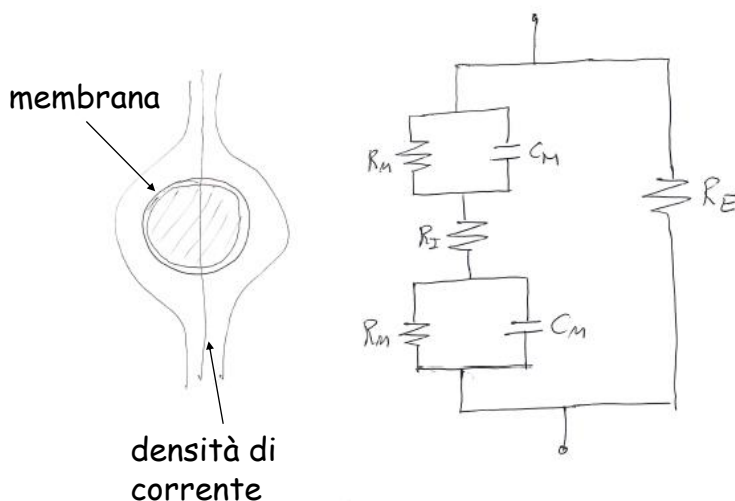
**Braccia-Gambe:** Monitoraggio massa magra massa grassa del corpo (Body Impedance Analysis (BIA))

**Gambe:** Trombi Venosi

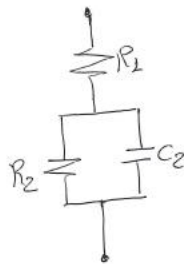
Frequenze Utilizzate: 1 kHz - 1 MHz

Ampiezze corrente da normative: 0.1 mA a 1 kHz, 1 mA a 10 kHz, 10 mA a 100 kHz, 100 mA a 1 MHz

## Modello Tessuti



- APPROSSIMAZIONE



$$Z_{IN} = R_1 + \frac{R_2 \cdot \frac{1}{j\omega C_2}}{R_2 + \frac{1}{j\omega C_2}}$$

$$= R_1 + \frac{R_2}{1 + j\omega C_2 R_2}$$

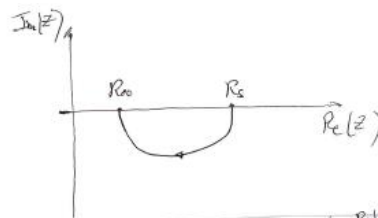
POSTO:  $R_S(\omega=0) = R_1 \rightarrow R_2$

$R_{\infty}(\omega=\infty) = R_1$

$$Z_{IN} = R_{\infty} + \frac{R_S - R_{\infty}}{1 + j\omega \tau}$$

$$Z_{IN} = R_{\infty} + \frac{R_S - R_{\infty}}{1 + j\frac{f}{f_c}}$$

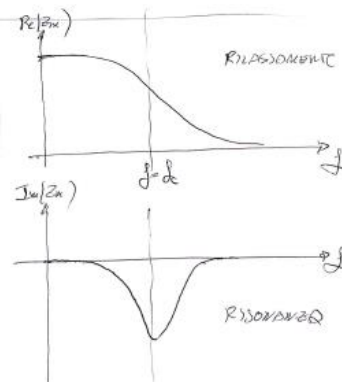
$\tau = C_2 R_2$   
 $\omega_c = \frac{1}{\tau}$



$$Z_{IN} = R_{\infty} + \frac{(R_S - R_{\infty})(1 - j\omega\tau)}{(1 + j\omega\tau)(1 - j\omega\tau)}$$

$$Re(Z_{IN}) = R_{\infty} + \frac{R_S - R_{\infty}}{1 + \omega^2 \tau^2}$$

$$Im(Z_{IN}) = -\frac{(R_S - R_{\infty})\omega\tau}{1 + \omega^2 \tau^2}$$



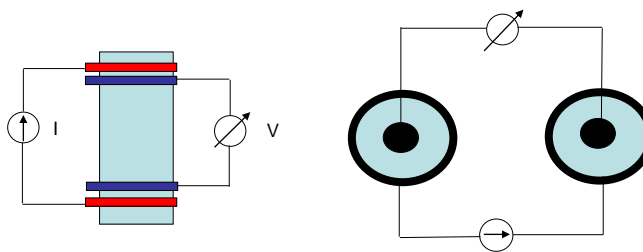
---

I tessuti del corpo umano presentano dei valori di conducibilità a bassa frequenza che, come ordine di grandezza, sono:

sangue	$\sigma = 0.67 \text{ S/m}$ ( $0.65 \div 0.7 \text{ S/m}$ )
muscolo cardiaco	$\sigma = 0.45 \text{ S/m}$ ( $0.05 \div 0.73 \text{ S/m}$ )
muscolo	$\sigma = 0.35 \text{ S/m}$ ( $0.2 \div 0.65 \text{ S/m}$ )
osso	$\sigma = 0.02 \text{ S/m}$ ( $0.01 \div 0.08 \text{ S/m}$ )
grasso	$\sigma = 0.03 \text{ S/m}$ ( $0.01 - 0.05 \text{ S/m}$ )
polmone fine espirazione	$\sigma = 0.25 \text{ S/m}$ ( $0.12 - 0.27 \text{ S/m}$ )
polmone fine inspirazione	$\sigma = 0.10 \text{ S/m}$ ( $0.04 - 0.11 \text{ S/m}$ )

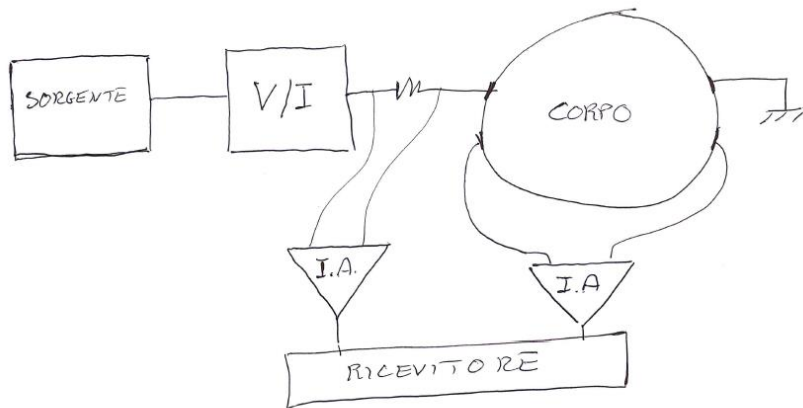
## Sistemi a 4 elettrodi

---



- Nei sistemi a 4 elettrodi se ne usano due per iniettare la corrente e due per leggere la tensione. In questo modo, se si utilizza un buon generatore di corrente (alta impedenza interna) ed un buon misuratore di tensione (alta impedenza di ingresso) si riesce a valutare correttamente sia la corrente che scorre nel tessuto che la caduta di potenziale e poiché nel misuratore di tensione non scorre corrente la misura è poco influenzata dal contatto elettrodo pelle.

## Misura a 4 elettrodi



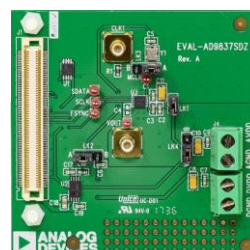
## SORGENTI

**Scheda DAQ (Labview)**  
 (NI6361 2 MS/s, 16 AI, 2  
 AO, Resolution 16 bits, input  
 range  $\pm 0.1 \pm 10$  V)

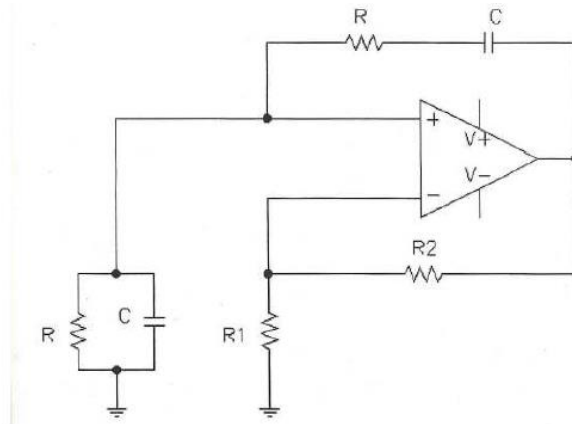


**Direct Digital Synthesizer  
 DDS (AD9837)**

speed: 16 MHz, 28-bit  
 resolution, 16 MHz reference  
 clock, sinusoidal, triangular,  
 and square wave outputs with  
 arbitrary phases



## Oscillatore a ponte di Wien



Oscilla se il guadagno  $A = (1 + R_2/R_1) > 3$

Alla frequenza  $f_0 = 1 / 2 \pi RC$

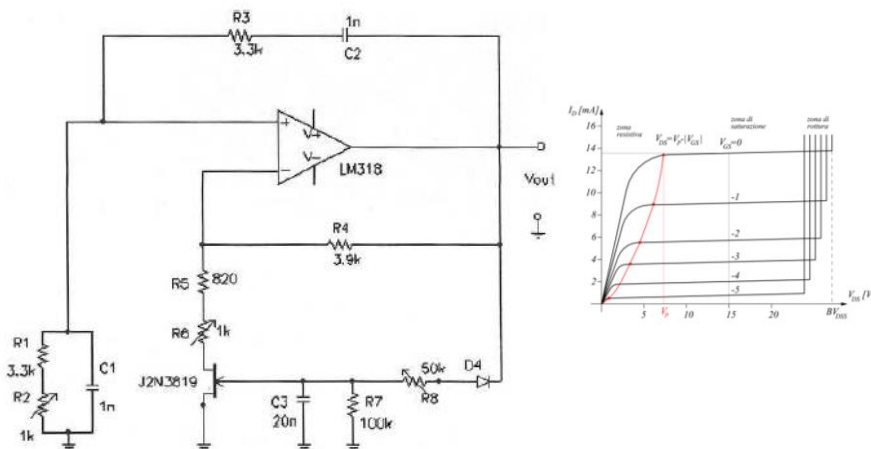
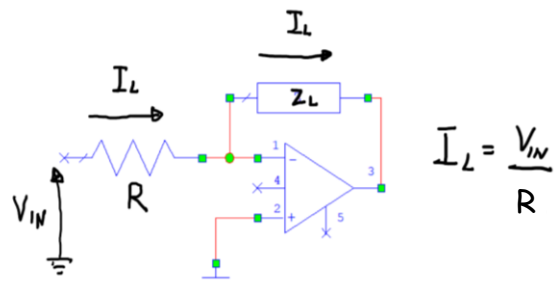


Figura 2.8. Oscillatore a ponte di Wien controllato in ampiezza

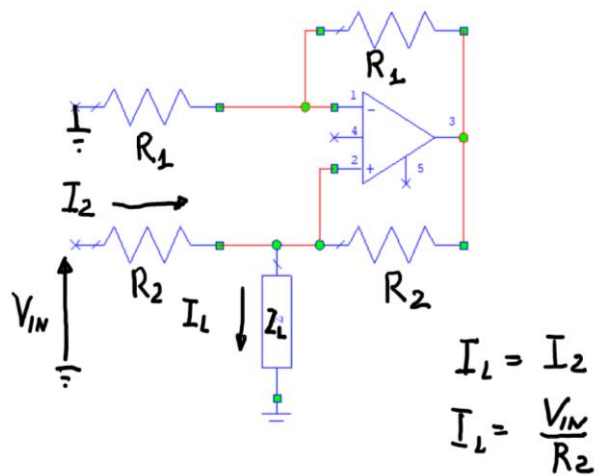
Circuito di controllo del guadagno  
per la stabilizzazione dell'ampiezza delle oscillazioni  
Se cresce  $V_o$  si va verso -5 e quindi  $R1$  è più grande  
e si riduce il guadagno

## Convertitore V/I

Convertitore V/I standard

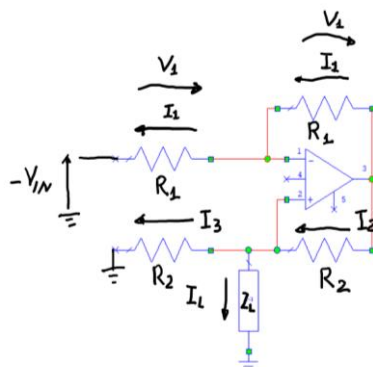


## Howland Pump





## Howland Pump



La corrente sulle 2 res  $R_1$  è la stessa e quindi anche le 2 tensioni  $V_1$  saranno uguali

La tensione sulla  $R_2$  a destra è ancora  $V_1$  (un nodo in comune e massa virtuale in comune)

Maglia ingresso:  $-V_{IN} + V_1 - V^- = 0$

Nodo di uscita:  $I_2 = I_3 + I_L$

Combinando le due equazioni:

$$V_1/R_2 = V^-/R_2 + I_L$$

$$V_1/R_2 = (V_1 - V_{IN})/R_2 + I_L \rightarrow I_L = V_{IN}/R_2$$

## Amplificatore per strumentazione

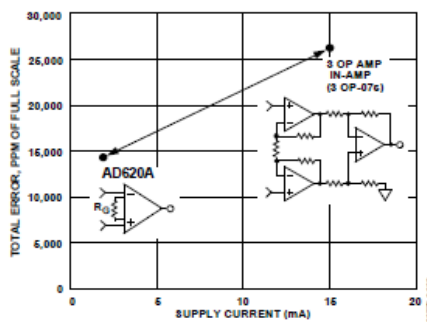


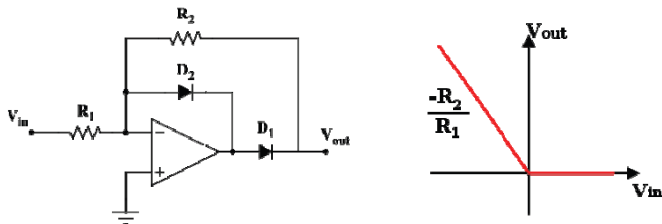
Figure 2. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

The gain equation is then

$$G = \frac{49.4k\Omega}{R_G} + 1$$

$$R_G = \frac{49.4k\Omega}{G-1}$$

## Superdiodo

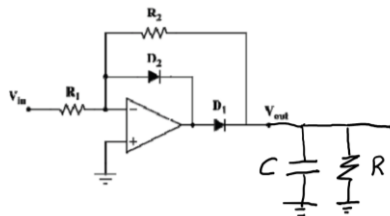


Quando la tensione in ingresso  $V_{in}$  diventa maggiore di zero (anche di pochissimo) questa viene amplificata ed invertita dall'operazionale e diventa, in uscita, una grande tensione negativa che spinge il diodo  $D_2$  in conduzione e  $D_1$  in interdizione portando l'uscita a zero (massa virtuale). Quando l'ingresso diventa minore di zero,  $D_2$  è subito interdetto e  $D_1$  va in conduzione e l'uscita assume il valore dell'entrata moltiplicata per  $-(R_2/R_1)$ .

Il diodo  $D_2$  viene aggiunto per evitare che l'operazionale finisca in saturazione profonda e quindi rallenti il passaggio tra gli stati ON e OFF del diodo.

Quando la tensione in ingresso  $V_{in}$  è maggiore di zero in uscita si ha una tensione negativa che spinge il diodo  $D_2$  in conduzione per cui l'operazionale è contro reazionato negativamente

Rivelatore di ampiezza

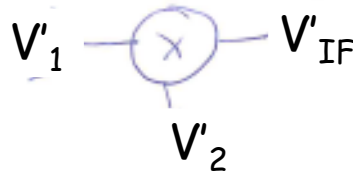


## Demodulatore

$$V_1' = V_1 \cos \omega t$$

$$V_2' = V_2 \cos (\omega t + \varphi)$$

$$V_{IF}' = (K V_1 V_2 / 2) \cos (\varphi)$$

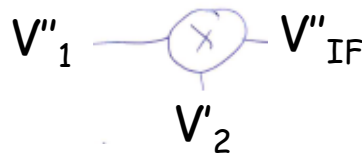


$$\cos \alpha \cos \beta = (\cos(\alpha + \beta) + \cos(\alpha - \beta)) / 2$$

$$V_1'' = V_1 \sin \omega t$$

$$V_2' = V_2 \cos (\omega t + \varphi)$$

$$V_{IF}'' = (K V_1 V_2 / 2) \sin (\varphi)$$



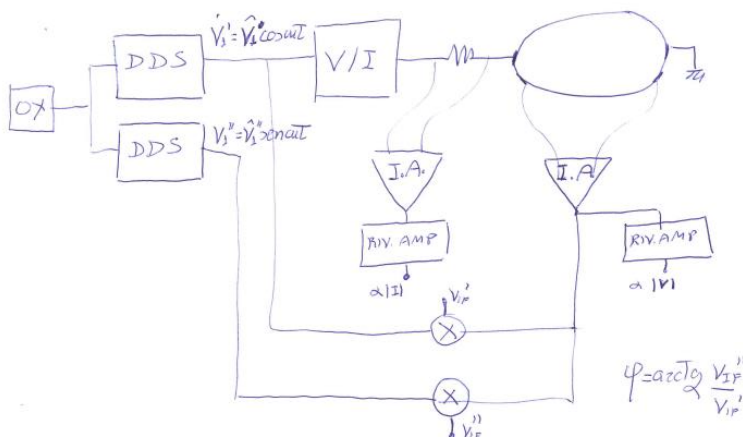
$$\sin \alpha \cos \beta = (\sin(\alpha + \beta) + \sin(\alpha - \beta)) / 2$$

$$V_{IF}'' / V_{IF}' = \sin (\varphi) / \cos (\varphi) = \tan (\varphi)$$

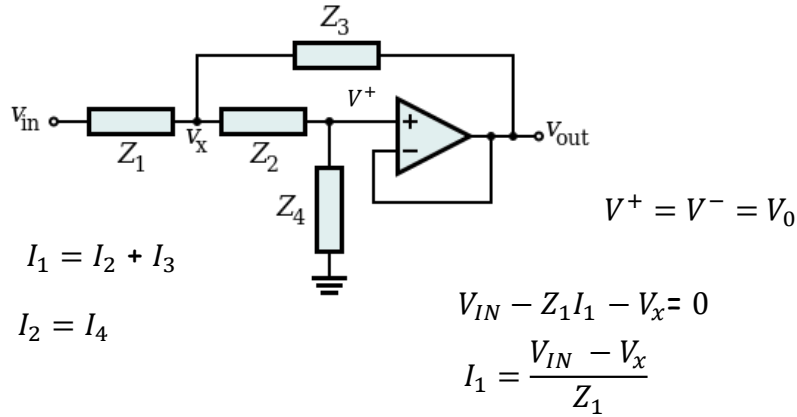
$$\varphi = \arctan (V_{IF}'' / V_{IF}')$$

## Schema dettagliato Impedenziometro

$$\underline{V} = V \exp(j\varphi) \quad \underline{I} = I \quad Z = \underline{V} / \underline{I} = V / I \exp(j\varphi)$$



## Filtri del secondo ordine SALLEN KEY



$$\frac{V_{IN} - V_x}{Z_1} = \frac{V_x - V^+}{Z_2} + \frac{V_x - V_0}{Z_3} \quad \frac{V_x - V^+}{Z_2} = \frac{V^+}{Z_4}$$

## Filtri del secondo ordine

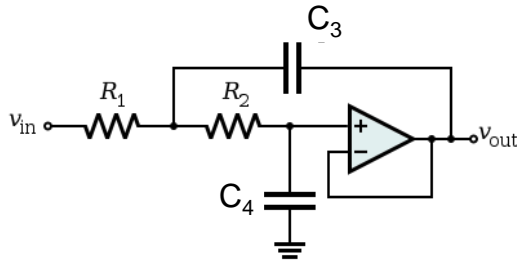
$$\frac{V_{IN} - V_x}{Z_1} = \frac{V_x - V_0}{Z_2} + \frac{V_x - V_0}{Z_3}$$

$$\frac{V_x - V_0}{Z_2} = \frac{V_0}{Z_4} \rightarrow \frac{V_x}{Z_2} = \frac{V_0}{Z_2} + \frac{V_0}{Z_4} \rightarrow V_x = V_0 \left( 1 + \frac{Z_2}{Z_4} \right)$$

$$\frac{V_{IN} - V_0 \left( 1 + \frac{Z_2}{Z_4} \right)}{Z_1} = \frac{V_0 \left( 1 + \frac{Z_2}{Z_4} \right) - V_0}{Z_2} + \frac{V_0 \left( 1 + \frac{Z_2}{Z_4} \right) - V_0}{Z_3}$$

$$\frac{V_0}{V_{IN}} = \frac{Z_3 Z_4}{Z_3 Z_4 + Z_3 (Z_1 + Z_2) + Z_1 Z_2}$$

## Filtri Passa Basso



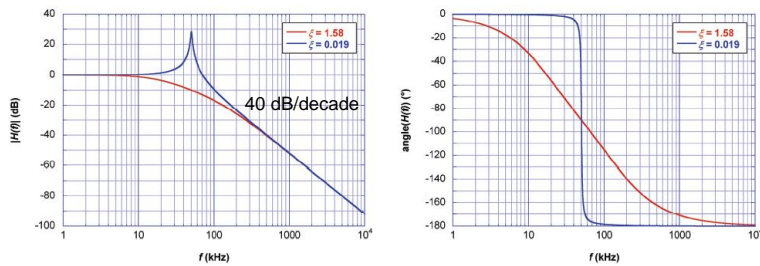
$$\frac{V_0}{V_{IN}} = \frac{\frac{1}{sC_3} \frac{1}{sC_4}}{\frac{1}{sC_3} \frac{1}{sC_4} + \frac{1}{sC_3} (R_1 + R_2) + R_1 R_2}$$

$$\frac{V_0}{V_{IN}} = \frac{1}{1 + sC_4(R_1 + R_2) + s^2(R_1 R_2 C_3 C_4)}$$

$$= \frac{1}{1 + 2\frac{\xi}{\omega_0}s + \frac{s^2}{\omega_0^2}}$$

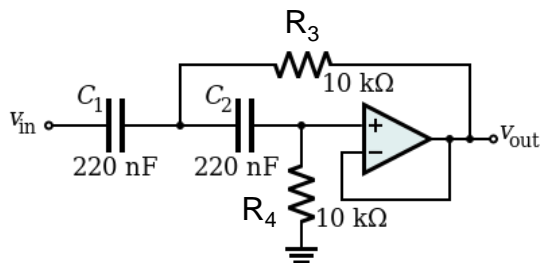
$$\omega_0^2 = \frac{1}{(R_1 R_2 C_3 C_4)} \quad 2\frac{\xi}{\omega_0} = C_4(R_1 + R_2)$$

## Risposta del filtro al variare di $\xi$



$$2\xi = 1/Q$$

## Filtro Passa Alto



$$\frac{V_0}{V_{IN}} = \frac{R_3 R_4}{R_3 R_4 + R_3 \left( \frac{1}{sC_1} + \frac{1}{sC_2} \right) + \left( \frac{1}{sC_1} \right) \left( \frac{1}{sC_2} \right)}$$

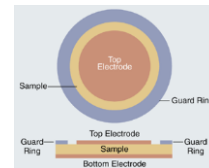
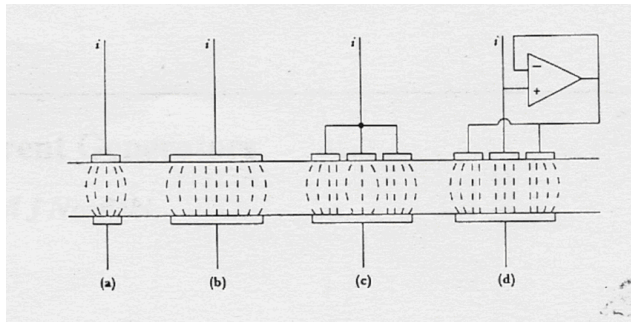
$$\frac{V_0}{V_{IN}} = \frac{s^2(C_1 C_2 R_3 R_4)}{1 + sR_3(C_1 + C_2) + s^2(C_1 C_2 R_3 R_4)}$$

$$= \frac{s^2}{s^2 + \frac{sR_3(C_1 + C_2)}{C_1 C_2 R_3 R_4} + \frac{1}{(C_1 C_2 R_3 R_4)}} = \frac{s^2}{s^2 + 2\xi\omega_0 s + \omega_0^2}$$

$$\omega_0^2 = \frac{1}{(C_1 C_2 R_3 R_4)} \quad 2\xi\omega_0 = \frac{(C_1 + C_2)}{C_1 C_2 R_4}$$

## Anello di guardia

- A causa dell'effetto ai bordi degli elettrodi (fringing) la corrente si distribuisce in tutto il torace mentre noi siamo interessati essenzialmente a monitorare la regione dei polmoni.
- Per risolvere questo problema si possono utilizzare sistemi con elettrodi di guardia.
- Gli elettrodi convenzionali presentano un forte effetto di fringing anche se si aumenta la superficie degli elettrodi (Fig. a e b)
- Se si usano elettrodi doppi (disco centrale ed anello) cortocircuitati tra di loro le cose non cambiano (Fig. c). Tuttavia, se si mantiene equipotenziale l'elettrodo centrale con quello esterno (Guard Ring), ad esempio sfruttando la massa virtuale di un operazionale, si riescono focalizzare le correnti in particolare per l'elettrodo centrale (Fig. d).



L'effetto dell'anello di guardia equipotenziale si evidenzia con un forte aumento di resistenza misurata tra gli elettrodi dovuto al fatto che si riduce la sezione  $S$  attraverso la quale scorre la corrente

## *Corso di Strumentazione e Tecniche per la Diagnostica*

# **PULSOSSIMETRO**



---

Nel sangue è presente sia emoglobina libera (HB) (ridotta) che emoglobina legata all'ossigeno (HbO<sub>2</sub>) (ossi-emoglobina).

Il pulsossimetro misura la percentuale di emoglobina legata (SO<sub>2</sub>) presente nel sangue arterioso (esclude il sangue venoso in quanto legge il sangue che pulsa)

La percentuale di emoglobina legata è valutata come:

$$SO_2 = \frac{C(HbO_2)}{C(HbO_2) + C(Hb)}$$

---

Valori fisiologici sono tra il 95% e il 100%

Valori compresi tra il 95% ed il 90 indicano una parziale assenza di ossigeno (lieve ipossia)

Valori sotto il 90% indicano una severa deficienza di ossigeno (grave ipossia)

---

Quando la radiazione luminosa viaggia attraverso un mezzo, l'intensità della luce trasmessa è legata a quella entrante dalla relazione

$$I_T = I_0 \exp(-hL) \quad h = \text{coefficiente di assorbimento}$$

$$\frac{I_T}{I_0} = \exp(-hL) = T \quad \text{Transmittanza}$$

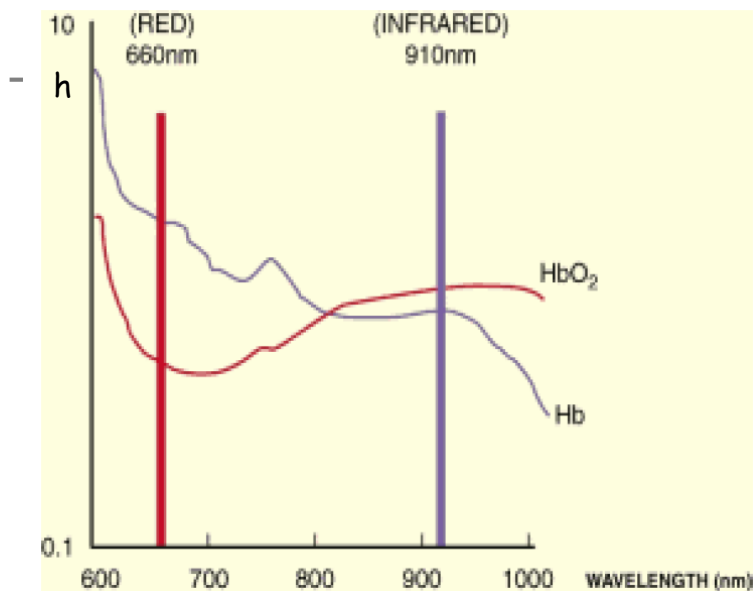
$$d = \ln(1/T) = \ln(\exp(hL)) = hL \quad \text{Assorbanza}$$

---

Il coefficiente di assorbimento dell'Hb e dell'HbO<sub>2</sub> è uguale a 805 nm

L'emoglobina libera (Hb) assorbe di più dell'ossiemoglobina (HbO<sub>2</sub>) nella banda del rosso

L'ossiemoglobina (HbO<sub>2</sub>) assorbe di più dell'emoglobina (Hb) nella banda dell'infrarosso (850-1000 nm)



Per l'assorbanza «d» in presenza di due elementi assorbenti vale la seguente relazione (legge di Bern)

$$d = L [h(\text{Hb})C(\text{Hb}) + h(\text{HbO}_2) C(\text{HbO}_2)]$$

C = Concentrazione

h = Coefficiente di assorbimento

L = Lunghezza percorsa dalla luce

---


$$d = L [h(\text{Hb})C(\text{Hb}) + h(\text{HbO}_2) C(\text{HbO}_2)]$$

$$d = L [h_1 C_1 + h_2 C_2]$$

Effettuando misure a due diverse lunghezze d'onda ( $\lambda_1$  e  $\lambda_2$ ) si ottiene il seguente sistema di due equazioni lineari

$$d_1 = L [h_{11} C_1 + h_{21} C_2]$$

$$d_2 = L [h_{12} C_1 + h_{22} C_2]$$

$$h_{11}C_1 + h_{21} C_2 = d_1/L$$

$$h_{12}C_1 + h_{22} C_2 = d_2/L$$

---

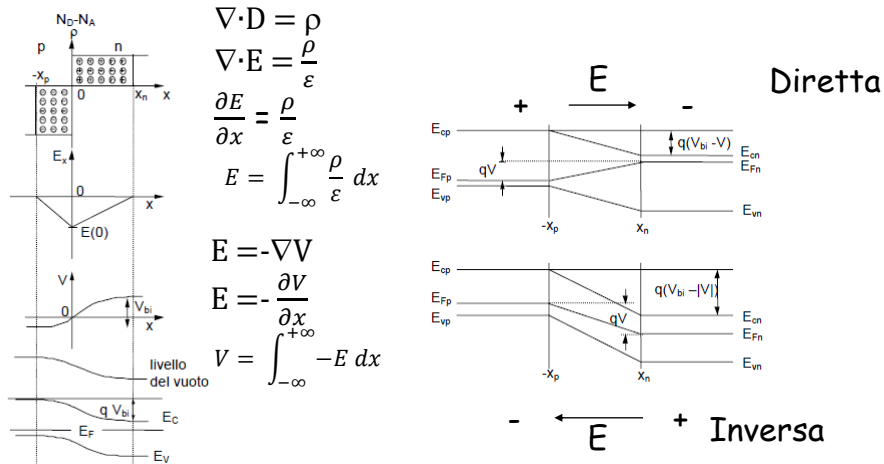
Risolvendo il sistema con la regola di Cramer si ha:

$$C_1 = \frac{\begin{bmatrix} \frac{d_1}{L} & h_{21} \\ \frac{d_2}{L} & h_{22} \end{bmatrix}}{\begin{bmatrix} h_{11} & h_{21} \\ h_{12} & h_{22} \end{bmatrix}} \quad C_2 = \frac{\begin{bmatrix} h_{11} & \frac{d_1}{L} \\ h_{12} & \frac{d_2}{L} \end{bmatrix}}{\begin{bmatrix} h_{11} & h_{21} \\ h_{12} & h_{22} \end{bmatrix}}$$

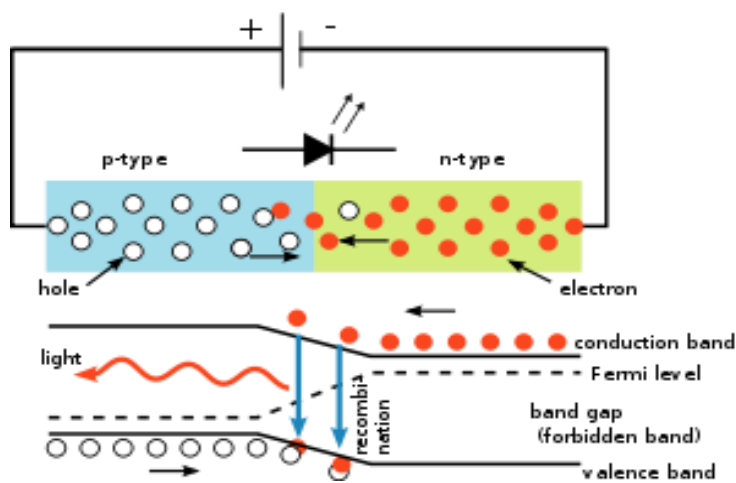
$$C_1 = \frac{\frac{d_1}{L}h_{22} - \frac{d_2}{L}h_{21}}{h_{11}h_{22} - h_{21}h_{12}} \quad C_2 = \frac{\frac{d_2}{L}h_{11} - \frac{d_1}{L}h_{12}}{h_{11}h_{22} - h_{21}h_{12}}$$

$$SO_2 = \frac{C_2}{C_1 + C_2} = \frac{C(\text{HbO}_2)}{C(\text{HbO}_2) + C(\text{Hb})}$$

## Fisica del diodo a giunzione



## Fisica del LED



## Fisica del LED

---

Quando un diodo è polarizzato in diretta attraverso la giunzione fluiscono elettroni e lacune.

Quando un elettrone incontra una lacuna passa ad un livello energetico più basso. Se il salto avviene tra bande dirette (stessa quantità di moto  $k=mv$ ) si ha il rilascio di un fotone con energia:  $\Delta E = hf$

Nelle giunzioni realizzate con il silicio o con il germanio si hanno delle transizioni indirette che non sono radiative.

Altri semiconduttori hanno dei band-gap diretti ed emettono luce che può andare dall'infrarosso all'ultravioletto a seconda dell'altezza della banda proibita

---

A seconda del materiale utilizzato, i LED producono i seguenti colori:

[AlGaAs](#) - rosso ed infrarosso

[GaAlP](#) - verde

[GaAsP](#) - rosso, rosso-arancione, arancione, e giallo

[GaN](#) - verde e blu

[GaP](#) - rosso, giallo e verde

[ZnSe](#) - blu

[InGaN](#) - blu-verde, blu

[InGaAlP](#) - rosso-arancione, arancione, giallo e verde

[Diamante \(C\)](#) - ultravioletto

## Fisica del Fotodiodo

Si realizzano dei diodi con la regione p stretta e molto più drogata di quella n. In questo modo la regione di svuotamento risulta molto grande.

Per effetto della radiazione luminosa si generano delle coppie lacuna elettrone.

Queste coppie sono accelerate dal campo presente nella regione di svuotamento.

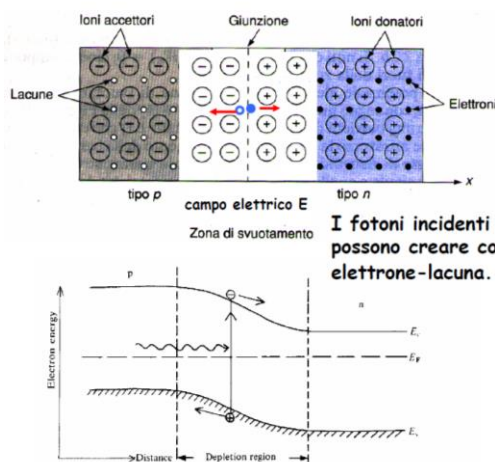
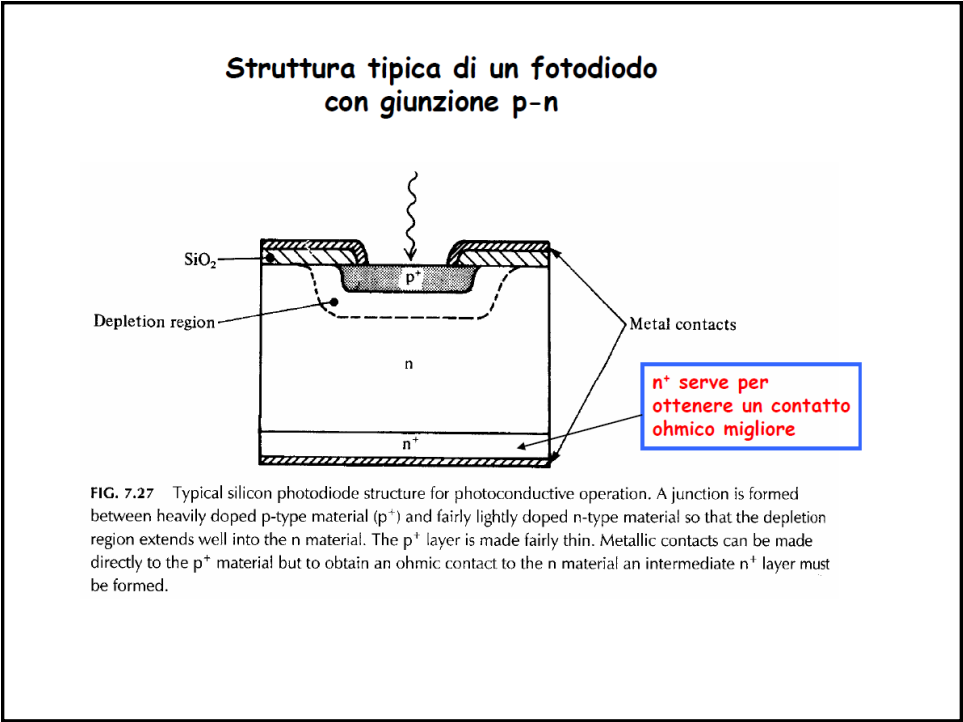
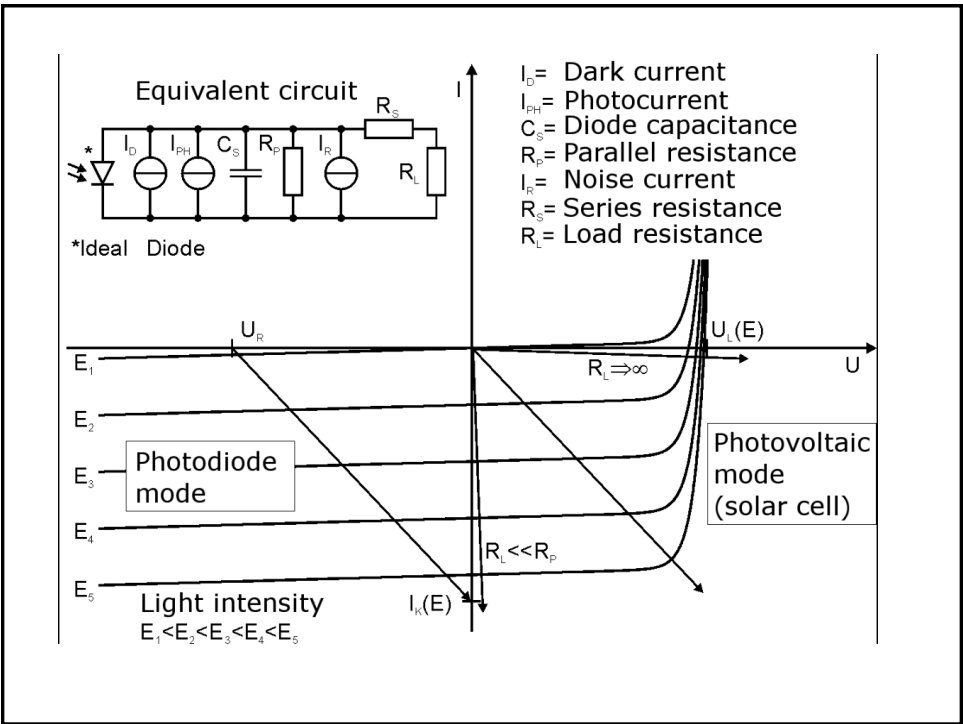
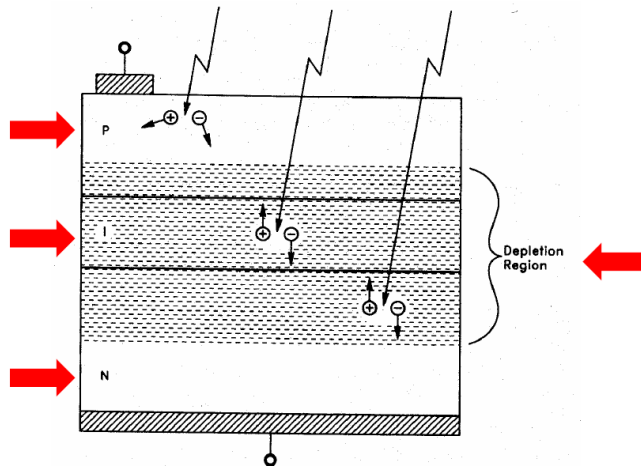


FIG. 7.25 Electron energy level diagram illustrating the generation and subsequent separation of an electron-hole pair by photon absorption within the depletion region of a p-n junction.





### Struttura semplificata di un fotodiodo p-i-n



**Figure 1.5** PIN photodiodes include an intrinsic interlayer that expands the depletion region to encompass carriers released by a broader range of photon wavelengths.

### Vantaggi del fotodiodo pin

#### Fotodiodi con giunzione p-n



molte coppie elettrone-lacuna vengono dissociate dai fotoni incidenti al di fuori della zona in cui vi è il campo elettrico (zona di svuotamento meno estesa della zona di assorbimento). Queste cariche normalmente **si ricombinano** perchè non vengono subito separate dal campo elettrico. Esse, quindi, non danno contributo alla corrente del fotodiodo.

L'efficienza quantica del dispositivo è **bassa**.

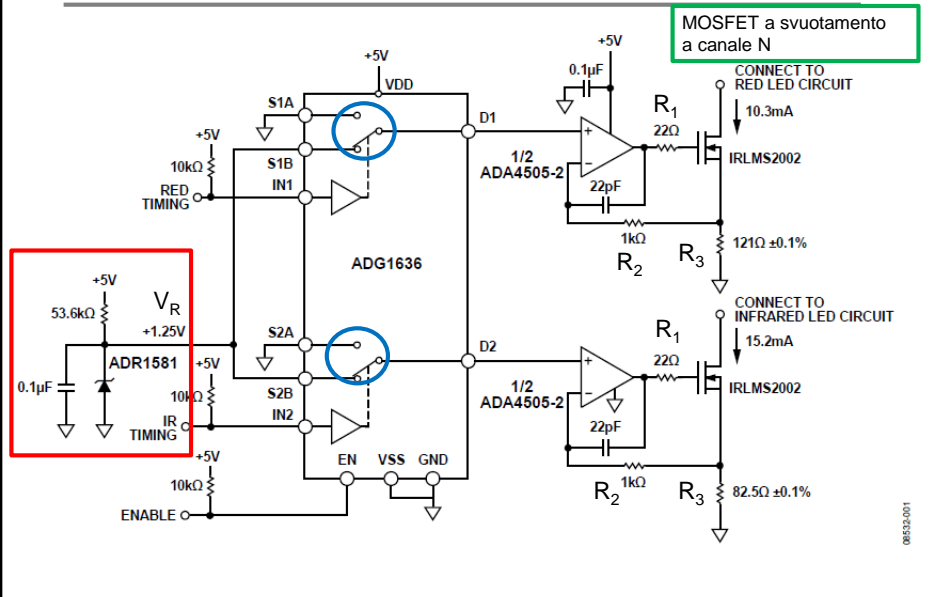
#### Fotodiodi con giunzione p-i-n



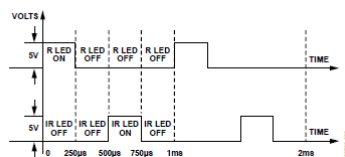
la zona di svuotamento (in cui vi è un campo elettrico alto) è più estesa della zona di assorbimento. Quindi le coppie generate (per assorbimento dei fotoni) **non si ricombinano** perchè vengono subito separate dal campo elettrico.

Il dispositivo ha un'efficienza quantica **maggiore**.

## Circuito di pilotaggio del LED



Il circuito è costituito da un riferimento di tensione ed un deviatore con il timing riportato in figura



Il segnale è poi inviato ad un gruppo operativo mosfet che fornisce la corrente al LED.

Poiché  $I^+ = I^- = 0$  in  $R_2$  non scorre corrente e la corrente in  $R_3$ , che è la stessa che scorre nel LED, sarà:

$$I = V_R / R_3$$

---

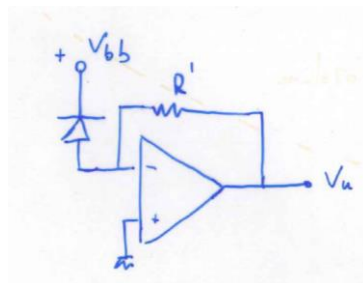
La resistenza  $R_1$  serve per prevenire possibili oscillazioni del circuito e per attenuare le risposte transienti del MOSFET a svuotamento a canale N

La resistenza  $R_2$  limita la corrente che scorre nell'ingresso invertente dell'amplificatore operazionale

Il condensatore  $C_1$  da 22 pF serve per migliorare la stabilità dell'operazionale.

## Circuito lettura fotodiode

---



Con l'operazionale ideale tutta la corrente del fotodiode scorre in  $R'$ .

Se facciamo  $R' = 1 \text{ M}\Omega$  con  $I = 1 \text{ }\mu\text{A}$  si ha  $V_u = -R'I = -1 \text{ V}$

Il led trasmettente ed il fotodiodo sono usualmente montati su di una pinza che viene applicata al dito del paziente. In questa configurazione il led si trova da una parte del dito ed il fotodiodo dall'altra parte

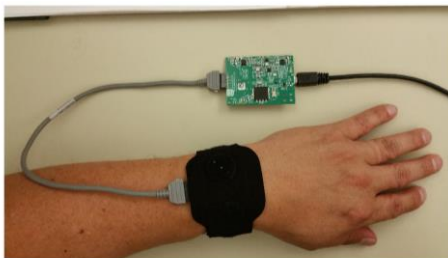
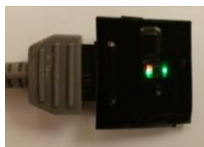


Figure 3. Setup for Obtaining Measurements from the Wrist

Note: Figure 4 through Figure 7 help get to Figure 3.

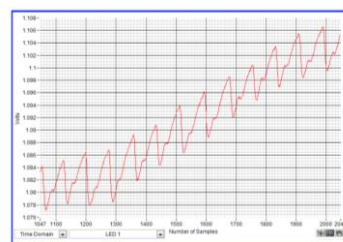
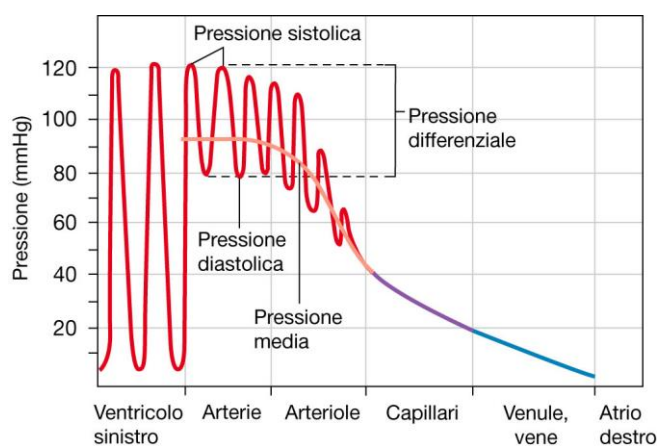


Figure 8. Sample Waveform of Green LED Captured on the Wrist With NJRC NJL5513R

## *Sfigmomanometro elettronico*

### *Andamento della pressione nei vasi sanguigni*

---



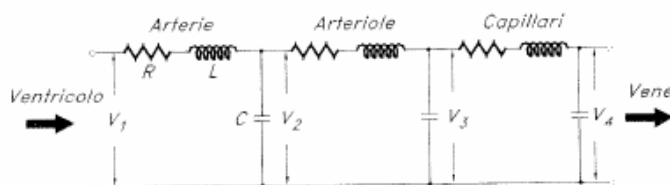
---

Le arterie agiscono come un serbatoio che dilatandosi immagazzina sangue durante la sistole per poi restituirlo durante la diastole.

Così facendo non si ha mai un arresto del flusso sanguigno neanche quando la valvola aortica è chiusa.

L'elasticità fa sì che l'impulso di pressione generato dal cuore propaghi attraverso le arterie sotto forma di un rigonfiamento detto «bolo».

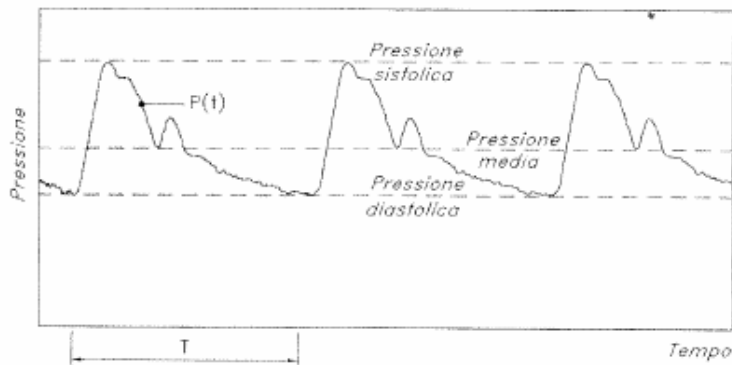
### Modello matematico



$R$  rappresenta la resistenza offerta dai vasi al flusso sanguigno

$L$  corrisponde all'inerzia del sangue

$C$  corrisponde all'elasticità della parete arteriosa



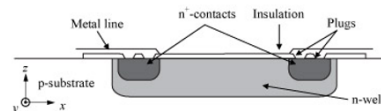
$$\text{Pressione media} = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt = \frac{\text{valore sistolico} + 2 \text{valore diastolico}}{3}$$

L'area che compete alla sistole è circa 1/3 del totale  
mentre quella della diastole è 2/3

## Pressure Sensor Theory

### Piezoresistive Sensors

- Work based on the piezoresistive properties of silicon and other materials.
- Piezoresistivity is a response to stress.
- Some piezoresistive materials are Si, Ge, metals.
- In semiconductors, piezoresistivity is caused by 2 factors: geometry deformation and resistivity changes.

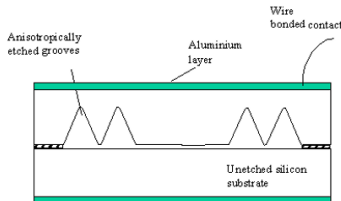


## Pressure Sensor Theory

- Two Main Types of Pressure Sensors

- Capacitive Sensors**

- Work based on measurement of capacitance from two parallel plates.
    - $C = \epsilon A/d$ ,  $A$  = area of plates  $d$  = distance between.
    - This implies that the response of a capacitive sensor is inherently non-linear. Worsened by diaphragm deflection.
    - Must use external processor to compensate for non-linearity



## Misura pressione con metodo oscillometrico

La misura viene effettuata automaticamente ed inizia gonfiando rapidamente, in circa 10 s, la cuffia fino ad una pressione sufficiente ad occludere completamente l'arteria brachiale.

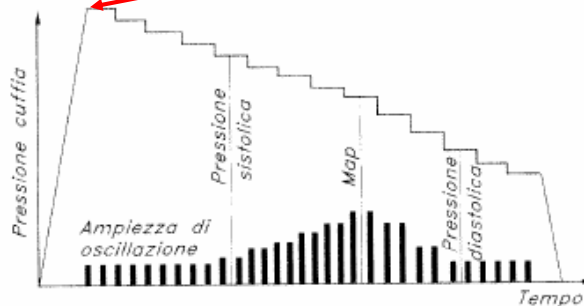


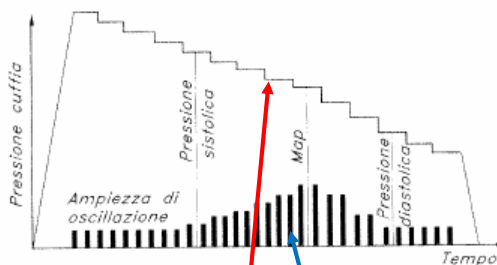
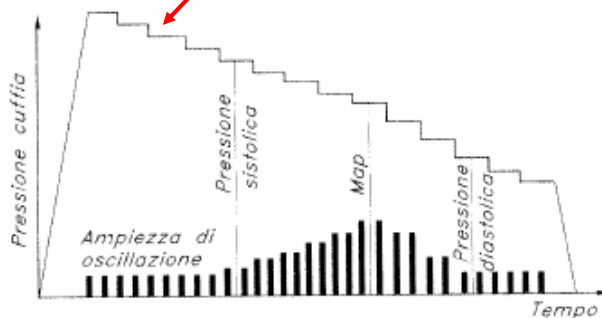
Figura 6.14. Schema della sequenza automatica di misura della pressione con metodo oscillometrico



## Misura pressione con metodo oscillometrico

L'apparecchio procede sgonfiando la cuffia a gradini successivi di circa 5 mmHg.

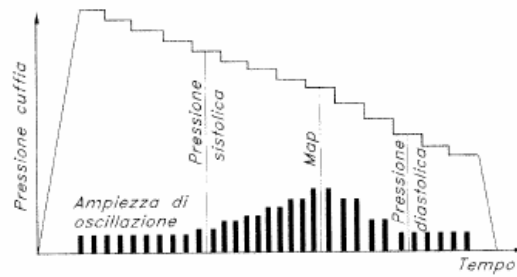
La sequenza prevede che la pressione nella cuffia scenda di un gradino quando l'apparecchio abbia rilevato due pulsazioni successive di eguale ampiezza.



Ad ogni gradino il microprocessore acquisisce :  
Il valore della **pressione di gonfiaggio** del bracciale mediante una catena di amplificazione in continua in quanto la pressione resta costante nell'intervallo di misura;

**L'ampiezza delle pulsazioni mediante un filtro passa banda** che elimina sia la componente continua (pressione di gonfiaggio del bracciale) sia componenti indesiderate a frequenze elevate (Rumori).

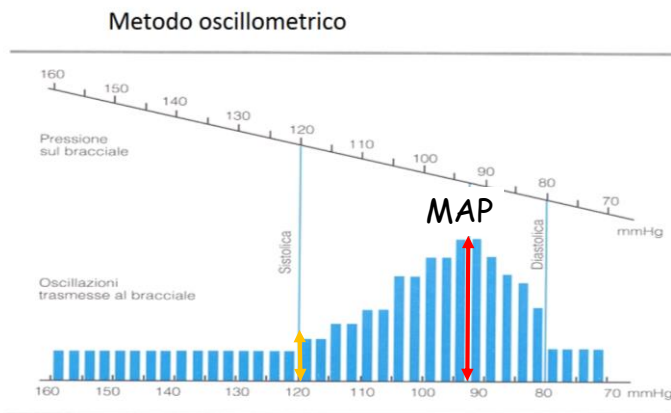
Quest'ultimo segnale viene amplificato da un amplificatore Logaritmico al fine di incrementarne la dinamica.



Entrambi questi valori sono inviati all'unità di elaborazione.

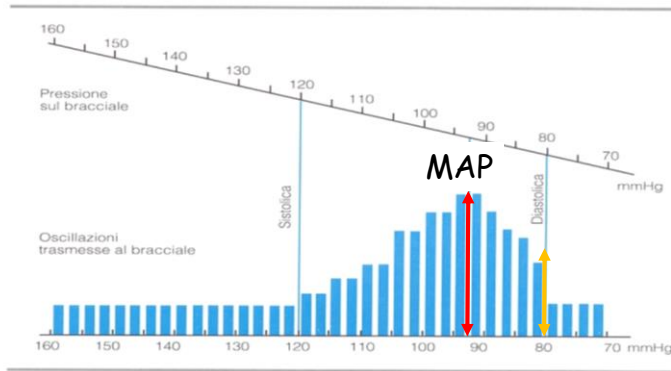
Man mano che la cuffia si sgonfia aumenta l'ampiezza delle oscillazioni fino a raggiungere un massimo (**MAP**) per poi diminuire definitivamente.

Nei sistemi in commercio i valori della pressione sistolica ( $P_S$ ) e diastolica ( $P_D$ ) vengono dedotti da quello del MAP per via empirica.



In particolare  $P_S$  è individuata dal valore della pressione di gonfiaggio della cuffia, precedente al raggiungimento del MAP, per cui si rileva un'ampiezza della pulsazione pari al 45% del massimo.

### Metodo oscillometrico



La  $P_D$  è individuata dal valore della pressione di gonfiaggio della cuffia, successiva al raggiungimento del MAP, per cui si rileva un'ampiezza della pulsazione pari al 75% del massimo.

### Sistema di misura

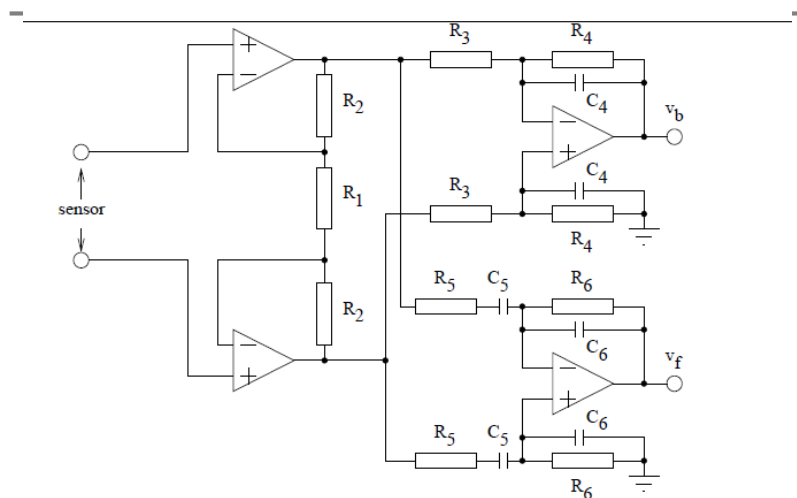


Figure 53: Low-pass instrumentation amplifier for a pressure sensor

---

Il segnale del sensore di pressione è inviato ad uno stadio di buffer ed inseguito è inviato, in parallelo, a due stadi differenziali.

Il primo è un passa basso ed estrae l'informazione in continua

Il secondo è un passa banda ed estrae le variazioni del segnale pressorio



## Misura pressione con pulse transit time

Un altro metodo per valutare la pressione è quello di valutare il tempo che il sangue impiega a percorrere un tratto di lunghezza nota del sistema arterioso. ad esempio dal cuore fino alla punta delle dita

Questa misura può essere effettuata misurando l'attività elettrica del cuore con un elettrocardiografo e l'arrivo dell'impulso di pressione al dito con un pulsossimetro

Il tempo che intercorre tra il punto R del tracciato cardiaco e il punto in cui la traccia del pulsossimetro raggiunge il 25% del suo valore massimo si indica con PTT

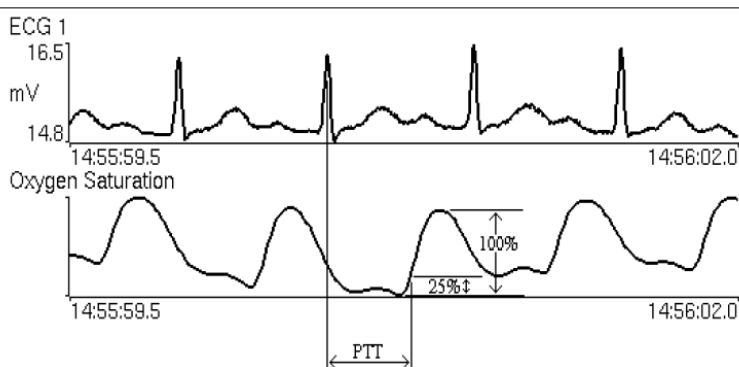


Figure 54: Pulse Transit Time (PTT) measured from the peak of the QRS complex in the ECG trace to the arrival of fresh blood at a peripheral point as shown in a photoplethysmograph trace

---


$$P_s = -0.425 \times \text{PTT} + 214 \text{ (mm Hg)} \rightarrow \text{pressione sistolica}$$

$$\text{SV (mL)} = -6.6 + 0.25 \times (\text{ET} - 35) - 0.62 \times \text{HR} + 40.4 \times \text{BSA} - 0.51 \times \text{Age}$$

SV = Stroke volume

ET = Ejection time

BSA = body surface area

$$\text{BSA} = 0.007184 \times \text{Weight}^{0.425} \times \text{Height}^{0.725}$$

## Pulse pressure

$$P_p = \frac{\text{SV}}{(0.013 \times \text{Wt} - 0.007 \times \text{age} - 0.004 \times \text{HR}) + 1.307} \quad (8)$$

### C. Diastolic Pressure

Having obtained  $P_s$  and  $P_p$ , the diastolic pressure ( $P_d$ ) was calculated from the following equations [11].

$$P_s = P_m + \frac{2}{3} P_p \quad (9)$$

$$P_d = P_m - \frac{P_p}{3} \quad (10)$$

Subtracting Equation 10 from 9 and rearranging, we get

$$P_d = P_s - P_p \quad (11)$$

Hence using the preprocessed heart beat and finger pulse signals systolic and diastolic pressure values were calculated using the equations described in this section.

